

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-318155

(43)Date of publication of application : 16.11.2001

(51)Int.Cl.

G01T 1/20
A61B 6/03
G01T 7/00

(21)Application number : 2001-051443

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 27.02.2001

(72)Inventor : MIYAGI TAKESHI

FUKAZAWA YOSHIKAZU

ONO MACHIKO

IKEDA MITSUSHI

(30)Priority

Priority number : 2000052383

Priority date : 28.02.2000

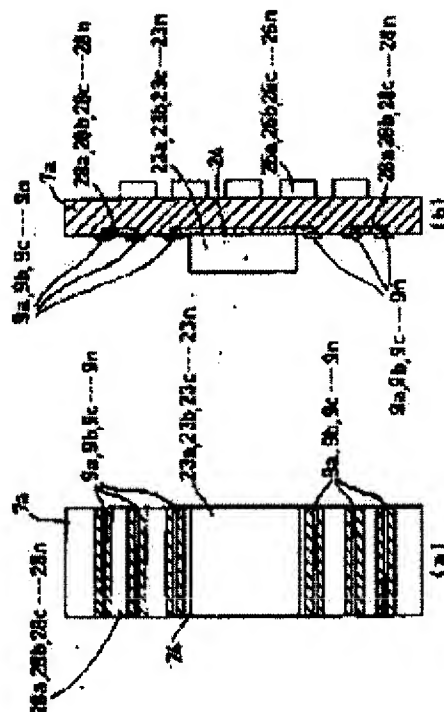
Priority country : JP

(54) RADIATION DETECTOR AND X-RAY CT DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a radiation detector which can take a photograph of high resolution in a shorter photography time and a CT device which uses it.

SOLUTION: At least photodiode arrays 4, 24, 34, and 44 or switching elements 8a to 8n, 28a to 28n, 38a to 38n, and 48a to 48n and wiring boards 7, 7a, 7b, and 7c or the photodiode arrays and switching elements are electrically connected through flexible substrates 9a to 9n, 39, or bumps 49a to 49n.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-318155
(P2001-318155A)

(43) 公開日 平成13年11月16日 (2001.11.16)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ド* (参考)
G 0 1 T 1/20		G 0 1 T 1/20	G 2 G 0 8 8 E 4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03	3 2 0	A 6 1 B 6/03	3 2 0 S
G 0 1 T 7/00		G 0 1 T 7/00	A

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2001-51443(P2001-51443)
(22) 出願日 平成13年2月27日 (2001.2.27)
(31) 優先権主張番号 特願2000-52383(P2000-52383)
(32) 優先日 平成12年2月28日 (2000.2.28)
(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(72) 発明者 宮城 武史
神奈川県横浜市磯子区新磯子町33番地 株
式会社東芝生産技術センター内
(72) 発明者 深澤 美和
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1
株式会社東芝那須工場内
(74) 代理人 100083161
弁理士 外川 英明

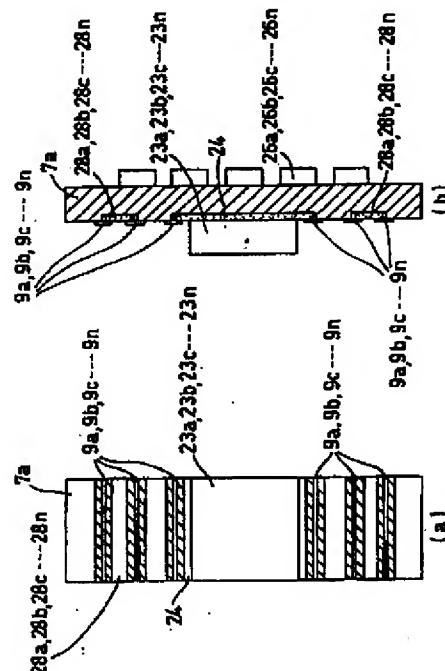
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線検出器、およびX線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 撮影時間を短縮し、かつ、高解像度な撮影の可能な放射線検出器とそれを用いたCT装置を提供すること。

【解決手段】 フォトダイオードアレイ4, 24, 34, 44又はスイッチング素子8a~8n, 28a~28n, 38a~38n, 48a~48nと、配線基板7, 7a, 7b, 7cとの接続、あるいは、前記フォトダイオードアレイと前記スイッチング素子との接続のうち、少なくともいずれかの接続が、フレキシブル基板9a~9n, 39, 又は、パンプ49a~49nを介して電氣的に接続される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光学的に接続されたフォトダイオードアレイとこのフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子とが実装され、前記配線基板の他方の面に、前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイもしくは前記スイッチ素子と前記配線基板との接続、および、前記フォトダイオードアレイと前記スイッチ素子との接続の少なくともいずれか一方の接続が、フレキシブル基板を用いて電気的に接続されていることを特徴とする放射線検出器。

【請求項2】 前記フレキシブル基板を用いての前記各部位との電気的な接続は、異方性導電シートもしくはTABにより接続されていることを特徴とする請求項1記載の放射線検出器。

【請求項3】 配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光電変換面とが光学的に接続されたフォトダイオードアレイと、このフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子が実装され、前記配線基板の他方の面に前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイは、前記光電変換面が形成されている主面から他方の主面に貫通する貫通配線が形成されており、前記他方の主面上に設けられたバンプにより前記配線基板に対して実装されていることを特徴とする放射線検出器。

【請求項4】 前記貫通配線は、ポリシリコン、W、Ni、Cuのいずれか一の材料により構成されていることを特徴とする請求項3記載の放射線検出器。

【請求項5】 請求項1乃至4項のいずれかに記載の放射線検出器を具備することを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射線検出器とそれを用いたマルチスライスのX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】X線CT装置は、ヘリカルスキャン方式やマルチスライス方式の出現と、X線発生器と検出器の高速回転化により、撮影時間の短縮、高精細な断面画像を実現している。特に、撮影時間の短縮は検査時における患者の苦痛を少なくできるため、今後さらなる高速化が要望されている。また、同時に撮影画像の高精細化が進み、これまでのX線CTでは見ることはできなかった腫瘍の発見や、静止状態と同等の臓器画像を撮影することが可能となっている。X線CT装置としては、例えば、特開平10-127617号公報や、特開平10-73666号公報、特開平11-221207号公報な

どに、その構成が開示されている。X線検出装置は、フォトダイオード等の光センサ（光電変換器）を有するX線検出器モジュールが、被写体の体軸方向（スライス方向）に沿って複数列形成された構造を基本としている。すなわち、X線管球から曝射され被検体を透過した放射線であるX線を、X線検出器モジュールに備えられたシンチレータにより吸収し、その吸収量に応じて発生される蛍光を、光センサであるフォトダイオードによって電気信号に変換して出力するようになっている。スイッチ装置によるスイッチング動作により、フォトダイオードアレイからの信号出力を、増幅機能やA/D変換機能を有するデータ収集装置に順次送る。

【0003】図7(a)は、従来の放射線検出器の構成の一例を示す平面図で、図7(b)は、その側面断面図である。すなわち、配線基板91は多層配線基板で形成され表面に所定の配線パターン（不図示）が設けられている。この配線基板91の表面上にはフォトダイオードアレイ92とスイッチ素子93a、93b、93c…93nが実装され、フォトダイオードアレイ92とスイッチ素子93a、93b、93c…93nとはボンディングワイヤ94a、94b、94c…94nによって接続されている。また、スイッチ素子93a、93b、93c…93nはボンディングワイヤ94a、94b、94c…94nによって配線基板91の配線パターンに接続され、この配線パターンは基板配線95a、95b、95c…95nを介して配線基板の裏面のコネクタ96a、96b、96c…96nに接続されている。このコネクタ96a、96b、96c…96nには、フラットケーブルなどの電線97a、97b、97c…97nが取り付けられており、モジュール外部のデータ収集装置（図示せず）と接続されて信号の送受信を行なう。なお、フォトダイオードアレイ92の上部には、放射線であるX線を可視光に変換するシンチレータ部材98a、98b、98c…98nが搭載されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】X線検出器の構成では、近時の医療現場から、さらなる撮影時間の短縮と高解像度な撮影が要求されている。X線検出器の性能を向上させるには、スライス数を増やすことが有効であるが、スライス数が多くなるとフォトダイオードアレイからの信号数が著しく多くなることから、フォトダイオードアレイやスイッチ素子、配線基板のボンディングパッドのピッチや面積が非常に小さくなり、ワイヤボンディング法では接続が不可能である。このため、従来技術におけるマルチスライスX線CTでは4スライスまでが限界であり、新たな構造の放射線検出器の開発が望まれていた。本発明はこれらの事情に基づいてなされたもので、撮影時間を短縮し、かつ、高解像度な撮影の可能な放射線検出器と、それを用いたX線CT装置を提供することを目的としている。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記した課題を解決するために本発明は、配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光学的に接続されたフォトダイオードアレイとこのフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子とが実装され、前記配線基板の他方の面に、前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイもしくは前記スイッチ素子と前記配線基板との接続、および、前記フォトダイオードアレイと前記スイッチ素子との接続の少なくともいずれか一方の接続が、フレキシブル基板を用いて電気的に接続されている放射線検出器を提供する。このとき、前記フレキシブル基板を用いての前記各部位との電気的な接続は、異方性導電シートもしくはTABにより接続されていることが好ましい。

【0006】また本発明は、配線基板の一方の面に、シンチレータ部材と光電変換面とが光学的に接続されたフォトダイオードアレイと、このフォトダイオードアレイと電気的に接続されたスイッチ素子が実装され、前記配線基板の他方の面に前記フォトダイオードアレイからの電気信号を受けるデータ収集素子が実装された放射線検出器において、前記フォトダイオードアレイは、前記光電変換面が形成されている主面から他方の主面に貫通する貫通配線が形成されており、前記他方の主面上に設けられたバンプにより前記配線基板に対して実装されている放射線検出器を提供する。

【0007】このとき、前記貫通配線は、ポリシリコン、W、Ni、Cuのいずれか一の材料により構成されていることが好ましい。

【0008】また本発明は、これらの放射線検出器を具備するX線CT装置を提供する。

【0009】

【発明の実施の形態】以下に、本発明の一実施の形態について図面を参照しながら説明する。放射線検出器が集積されて構成されるX線固体検出装置の構成の一例を、図1(a)および(b)にもとづいて説明する。図1(a)はX線固体検出装置の検出部の斜視図で、図1(b)はその構成要素である放射線検出器の斜視図である。医用のCTスキャナ装置(不図示)は、放射線であるX線源と被検体の体軸方向およびX線入射方向に対して垂直な方向(チャンネル方向)に1列に並ぶ複数のX線を検出するための放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nとを架台と共に被検体の回りで回転移動させることにより、X線ビームが被検体と交差する角度を定常的に変化させながらスキャンしてデータを得ている。放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nは、チャンネル方向に1列に並んで複数列、すなわち、8列以上で例えば10列が設けられ、X線源から放射されるX線ファンビーム(X線ビーム)のX線減衰測定値

である投影データを検出している。

【0010】つまり、放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nは、被検体を透過したX線線量を忠実に電荷量に変換するもので、それに用いられている各シンチレータセグメント2a、2b、2c...2nを構成している各シンチレータ部材3a、3b、3c...3nがX線を受けて蛍光を発し、フォトダイオード4a、4b、4c...4nから構成されたフォトダイオードアレイ4によって電荷量(電流)に変換している。このように、放射線検出器モジュールは、シンチレータブロックが発する可視光を光電変換するモジュールであることから、「シンチレータモジュール」とも呼ばれる。CTスキャナに用いられるシンチレータ部材3a、3b、3c...3nの材料としては、無機結晶で、NaI(Tl)、CsI(Tl)、BGO(Bi₄Ge₃O₁₄)、CdWO₄等が用いられることが多い。

【0011】すなわち、放射線検出器に設けられた放射線検出器モジュール(マルチスライス)1a、1b、1c...1nは、X線を受光すると可視光を発光する2次元に配列された個別のシンチレータ部材3a、3b、3c...3nからなるシンチレータセグメント2a、2b、2c...2nと、このシンチレータセグメントにおいて発光した光を受光し信号電流を発生させるよう光学的に接合されたフォトダイオード4a、4b、4c...4nと、シンチレータセグメントとフォトダイオードアレイとの間に配置され、シンチレータ部材のチャンネルに沿った方向の配列上の位置ずれを隠すライン状のX線遮蔽体で構成する図示しないストライプブロックと、そしてこのX線遮蔽体に垂直にX線源側に配置したコリメータ5と、それらを一体に保持するための支持材6と、によって構成される。

【0012】このような放射線検出器を構成するために、まず、シンチレータ部材3a、3b、3c...3nを位置決め接着して順次各シンチレータセグメント2a、2b、2c...2nを形成し、これをフォトダイオードアレイ4の上に光学的に接着し、その後、配線基板7と電気的に接続されるように固着することにより放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nを構成する。そして、シンチレータ部材のピッチにあわせるよう組み込まれたコバルト合金製のコリメータ5に対して、フォトダイオードアレイ4を接着した放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nを位置合わせするようにして、支持材6に固定している。支持材6は、コリメータ5が所定ピッチに維持されるよう、各々を一体的に保持している。なお、配線基板7は多層配線基板であり、その表面にも所定の配線パターンが設けられている。この配線基板7の表面側にはフォトダイオードアレイ4とスイッチ素子が実装され、フォトダイオードアレイ4とスイッチ素子とは電気的に接続されている。また、このスイッチ素子は、配線基板7中に形成された貫通配線を介して、

配線基板7の裏面側に実装されているデータ収集素子(後述する)に電気的に接続されている。

【0013】したがって、放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nが有するシンチレータブロックにより受光した放射線は、その放射線量に応じた電力を有する電気信号に光電変換される。各フォトダイオード素子における電気信号を、スイッチ素子で素子選択しつつ取り出すことにより、シンチレータブロックに入射した放射線に対応する電気信号出力を検出データとして得ることができる。この検出データを半導体集積回路からなるデータ収集素子であるDAS(Data Acquisition System)により収集処理し、外部装置へ送出する。図2はDASの処理内容を示すブロック図である。すなわち、X線がシンチレータブロックにより可視光に変換され光電変換された後の信号の処理順序を示すものであり、シンチレータブロックを有する放射線検出器モジュール1a、1b、1c...1nからDASに検出データが送出され、順次アンプ11、サンプルホールド12、マルチプレクサ13、A-D変換機14において処理され、インターフェース15から、外部装置であるコンピュータ16に対して出力を行う。次に、配線基板に固定された放射線検出器モジュール、すなわち放射線検出器の各実施例について詳細に説明する。

【0014】(実施例1)図3(a)は本発明の放射線検出器の平面図で、図3(b)はその断面側面図である。配線基板7aはセラミックスやガラスエポキシ材からなり、多層配線で形成され表面に所定の配線パターン(不図示)が設けられている。この配線基板7a上にはフォトダイオードアレイ24とスイッチ素子28a、28b、28c...28nが実装され、フォトダイオードアレイ24やスイッチ素子28a、28b、28c...28nが実装される部分は各素子24および28a、28b、28c...28nの厚さに合わせて掘り込まれ、各素子24および28a、28b、28c...28nの面と配線基板7aの面がほぼ同一の高さになるように構成されている。フォトダイオードアレイ24上には、X線を光に変換するシンチレータ部材23a、23b、23c...23nが光学的に接続されて実装されている。また、配線基板7aの裏面にはデータ収集素子26a、26b、26c...26nが実装されている。また、フォトダイオードアレイ24と配線基板7aはパターン配線が施されたフレキシブル基板9a、9b、9c...9nでそれぞれ、配線基板7aの配線パターンに電気的に接続されており、また、スイッチ素子28a、28b、28c...28nと配線基板7aの入出力と同様に、配線基板7aの配線パターンにフレキシブル基板9a、9b、9c...9nで接続されている。したがって、各素子24および28a、28b、28c...28nは配線基板7aの配線パターンを介してそれぞれ電気的に接続されている。

【0015】これらフレキシブル基板9a、9b、9c

...9nと各素子2および28a、28b、28c...28nの接続には、異方性導電シートを用いたACF(Anisotropic Conductive Fil)法や、金バンプなどの突起状電極をあらかじめ形成してボンディングを行なうTAB法を用いている。本実施例では、ポリイミド材からなる絶縁シート上に、最小配線幅が35ミクロン、配線間距離が15μm、配線ピッチが50μmの銅配線を形成したフレキシブル基板7を、異方性導電シートを用いて接続を行っている。また、フレキシブル基板上や接続部分には、機械的強度と絶縁性の向上のため、エポキシ系樹脂により保護コート

10 施している(図示せず)ために、スライス数が8列以上(例えば10列)になっても正確に接続することができる。これに対して、従来行なわれていた方法であるワイヤボンディング法の場合では、実用的には80μm程度のパッドピッチへのボンディングが限界であったため、スライス数が8列以上になると、フォトダイオードアレイの各素子から取り出す信号線の数が膨大になり、50μm以下のパッドピッチへの接続が要求されるため、それへの対応は困難であった。

【0016】これらの放射線検出器モジュールの製造方法について、図3(a)と図3(b)を参照して説明する。まず、厚膜配線技術と同時焼成技術を用いて製作されたセラミック多層配線基板である配線基板7aの裏面に、パッケージングされたデータ収集素子26a、26b、26c...26nを半田付けにより実装する。次いで、フォトダイオードアレイ24とスイッチ素子28a、28b、28c...28nとを、エポキシ系樹脂を用いて配線基板7aの表面に接着固定する。その後、フレキシブル基板9a、9b、9c...9nと実装した各素子24および28a、28b、28c...28nと配線基板7aの位置合わせを行い、異方性導電シートにより接続を行った。その際の異方性導電シートの硬化温度は180℃で行った。最後に、シンチレータ部材23a、23b、23c...23nをフォトダイオードアレイ24に対して位置合わせを行い接着することで、放射線検出器モジュールを形成した。

【0017】(実施例2)図4(a)は本発明の放射線検出器の平面図で、図4(b)はその断面側面図である。この実施例における放射線検出器の構造は、配線基板の表面に実装された各素子間を電気的に接続しているフレキシブル基板の形状以外は、(実施例1)の構造と同様である。

【0018】すなわち、配線基板7bはセラミックスやガラスエポキシ材からなり、多層配線で形成され表面に所定の配線パターン(不図示)が設けられている。この配線基板7b上にはフォトダイオードアレイ34とスイッチ素子38a、38b、38c...38nが実装され、フォトダイオードアレイ34やスイッチ素子38a、38b、38c...38nが実装される部分は各素子の厚さ

に合わせて掘り込まれ、各素子 34 および 38 a、38 b、38 c…38 n の面と配線基板 7 の面がほぼ同一の高さになるように構成されている。フォトダイオードアレイ 34 上には、X 線を光に変換するシンチレータ部材 33 a、33 b、33 c…33 n が光学的に接続されて実装されている。配線基板 7 b の裏面にはデータ収集素子 36 a、36 b、36 c…36 n が実装されている。また、フォトダイオードアレイ 34 と配線基板 7 b は、配線が施されたフレキシブル基板 39 で電氣的に接続されており、また、スイッチ素子 38 a、38 b、38 c…38 n と配線基板 7 b の入出力も同様にフレキシブル基板 39 で接続されている。これらフレキシブル基板 39 と各素子 34 および 38 a、38 b、38 c…38 n の接続には、異方性導電シートを用いた ACF (Anisotropic Conductive Film) 法や、金バンプなどの突起状電極をあらかじめ形成してボンディングを行なう TAB 法を用いている。

【0019】このように、各素子 34 および 38 a、38 b、38 c…38 n の電氣的な接続のための回路を 1 枚のフレキシブル基板 39 上に形成したものであるため、フレキシブル基板 39 の種類や枚数が減り、さらに接続工程も減少させることができるためにコスト的にも有利である。ただし、この場合は、フレキシブル基板 39 の接続には、フォトダイオードアレイ 34、配線基板 7 b、スイッチ素子 38 a、38 b、38 c…38 n のそれぞれの電極と、フレキシブル基板 39 の電極とが正確に位置合わせされた状態で各素子 34 および 38 a、38 b、38 c…38 n を配線基板 7 b に接着させる必要がある。この位置合わせには、例えば、ハーフミラー（不図示）を有する両面位置合わせ装置（不図示）を用いることにより実現可能である。

【0020】この実施例で示した放射線検出器モジュールの製造方法は、基本的には（実施例 1）の製法と同様である。まず、厚膜配線技術と同時焼成技術を用いて製作されたセラミック多層配線基板である配線基板 7 b の裏面に、パッケージングされたデータ収集素子 36 a、36 b、36 c…36 n を半田付けにより実装する。次いで、フォトダイオードアレイ 34 とスイッチ素子 38 a、38 b、38 c…38 n を、エポキシ系樹脂を用いて配線基板 7 b の表面に接着固定する。その後、フレキシブル基板 39 と、実装した各素子 34 および 38 a、38 b、38 c…38 n と配線基板 7 b の位置合わせを行い、異方性導電シートにより接続を行った。その際の異方性導電シートの硬化温度は 180℃で行った。最後に、シンチレータ部材 33 a、33 b、33 c…33 n をフォトダイオードアレイ 34 に対して位置合わせを行った後に接着することで、放射線検出器モジュールを形成した。

【0021】（実施例 3）図 5（a）は本発明の放射線検出器の平面図で、図 5（b）はその断面側面図であ

る。この実施例における放射線検出器の構造は、フォトダイオードアレイやスイッチ素子など検出器を構成する部品は（実施例 1）および（実施例 2）と同様であるが、この実施例では、フォトダイオードアレイやスイッチ素子がそれぞれバンプを用いて配線基板にフリップチップ実装されている。すなわち、配線基板 7 c はセラミックスやガラスエポキシ材からなり、多層配線基板で形成され表面に所定の配線パターン（不図示）が設けられている。この配線基板 7 c 上の配線パターン上にはフォトダイオードアレイ 44 とスイッチ素子 48 a、48 b、48 c…48 n が、バンプ 49 a、49 b、49 c…49 n を介して実装されている。フォトダイオードアレイ 44 上には、X 線を光に変換するシンチレータ部材 43 a、43 b、43 c…43 n が配置されている。また、配線基板 7 c の裏面側にはデータ収集素子 46 a、46 b、46 c…46 n が、バンプ 49 a、49 b、49 c…49 n を介して実装されている。

【0022】この実施例で示した放射線検出器の製造方法は、まず、厚膜配線技術と同時焼成技術を用いて製作されたセラミック多層配線基板である配線基板 7 c の裏面に、パッケージングされたデータ収集素子 46 a、46 b、46 c…46 n を、また、セラミック多層配線基板 7 l の表面にスイッチ素子 48 a、48 b、48 c…48 n を半田付けにより実装する。この場合、スイッチ素子 48 a、48 b、48 c…48 n とデータ収集素子 46 a、46 b、46 c…46 n は、各チップのおもて面に形成された電極に、バンプ 49 a、49 b、49 c…49 n を例えば電気メッキ法により形成し、フリップチップ法により実装している。

【0023】図 6 に、本発明のフォトダイオードアレイ 44 の断面の模式図を示す。光電変換部の本体となるフォトダイオード 44 a、44 b、44 c…44 n が形成されている各々の拡散層 51 から信号を取り出す配線 52 が、フォトダイオードアレイ 44 の表面に形成されている。この配線 52 は、Si 配線基板 53 の表裏を貫通して形成された貫通配線 54 に接続されるように延設されている。フォトダイオード 44 の裏面側には、貫通配線 54 に接続された状態でバンプ 55 が形成されている。なお、貫通配線 54 は、ポリシリコン、W、Ni、Cu のいずれかによって形成することができる。また、各配線 52、54 と Si 配線基板 53 の間は、シリコン酸化膜で絶縁膜 56 a、56 b、56 c を形成して絶縁されている。貫通配線 54 の貫通穴は RIE 方式のドライエッチングにより容易に形成でき、導電材料の充填は CVD 法や電気めっき法により行なうことが可能である。充填材料は、CVD 法ではポリシリコンやタングステン、電気めっき法ではニッケルや銅が、電氣的特性の面から有効である。また、突起状電極は電気めっき法により形成した銅バンプや半田バンプが高い信頼性で配線基板 7 と接続することができる。

【0024】通常、フォトダイオードアレイは、光電変換面と同じ側の主面に、光電変換によって得られた電流を出力するための電極が形成されている。このようなフォトダイオードアレイにおいては、原理的に光の検出を行なうためのフォトダイオード本体が形成されている面を多層配線基板側に向けて実装することは許されないため、従来は、ワイヤボンディングによって配線パターンとの接続が行われていた。本実施例では、図6に示す構造とすることにより、フォトダイオードアレイのフリップチップ実装を可能とした。

【0025】以上に説明したように、スライス数の多い放射線検出器の実装構造には、フォトダイオードアレイと配線基板、あるいは、フォトダイオードアレイとスイッチ素子、あるいは、スイッチ素子と配線基板の少なくとも一つの組み合わせが、フレキシブル基板7を異方性導電シート（ACF法）もしくはTAB法で電氣的に接続する構造が有効である。また、光電変換部が配列された表面から裏面にむけて、内部を貫通する貫通配線54を設け、この貫通配線54に接続されるよう、パンプ55を裏面に形成したフォトダイオードアレイを構成した。パンプを用いて配線基板7にフリップチップ実装した構造は、光電変換面の高密度化に寄与し、さらにスライス数の多い放射線検出器の実装構造に適している。

【0026】また、これらの放射線検出器を、図1(a)に示したように円弧状に配列して構成したX線CT装置は有用である。それにより、放射線源から出たX線が人体を透過した後放射線検出器に吸収され、その透過データをコンピュータで処理することで、精密で良好な画像が得ることが実現可能となる。

【0027】

【発明の効果】本発明によれば、従来技術では、高い信*

*頼性を持たせ、かつ、低いコストが実現できなかったマルチスライスX線CTで使用する放射線検出器を実現可能とする。また、それを用いたX線CT装置は、精密で良好な画像を得ることを可能とする。

【図面の簡単な説明】

【図1】 (a)はX線固体検出装置の斜視図、(b)は放射線検出器の斜視図。

【図2】 DASにおける信号処理の経路を示すブロック図。

10 【図3】 (a)は本発明の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

【図4】 (a)は本発明の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

【図5】 (a)は本発明の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

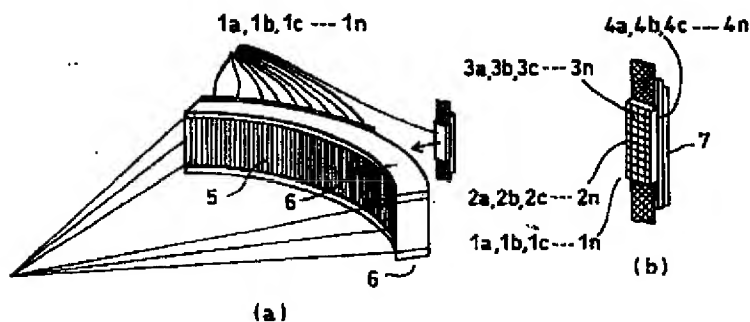
【図6】 本発明のフォトダイオードアレイの実施形態を示す断面側面図。

【図7】 (a)は従来の放射線検出器の実施例の平面図、(b)はその断面側面図。

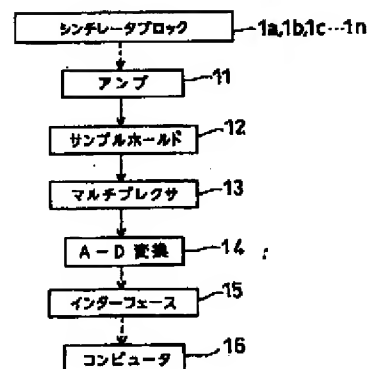
20 【符号の説明】

1 a, 1 b, 1 c ~ 1 n...放射線検出器モジュール、
2 a, 2 b, 2 c ~ 2 n...シンチレータセグメント、
3 a, 3 b, 3 c ~ 3 n...シンチレータ部材、
4, 24, 34, 44...フォトダイオードアレイ、
7, 7 a, 7 b, 7 c...配線基板、
8 a ~ 8 n, 28 a ~ 28 n, 38 a ~ 38 n, 48 a ~ 48 n...スイッチ素子、
9 a, 9 b, 9 c ~ 9 n, 39...フレキシブル基板、
26 a ~ 26 n, 36 a ~ 36 n, 46 a ~ 46 n...データ収集素子、
30 49 a, 49 b, 49 c ~ 49 n...パンプ

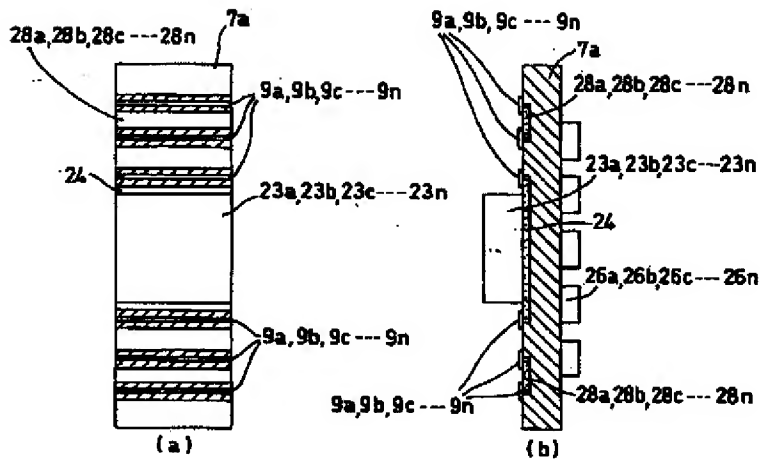
【図1】



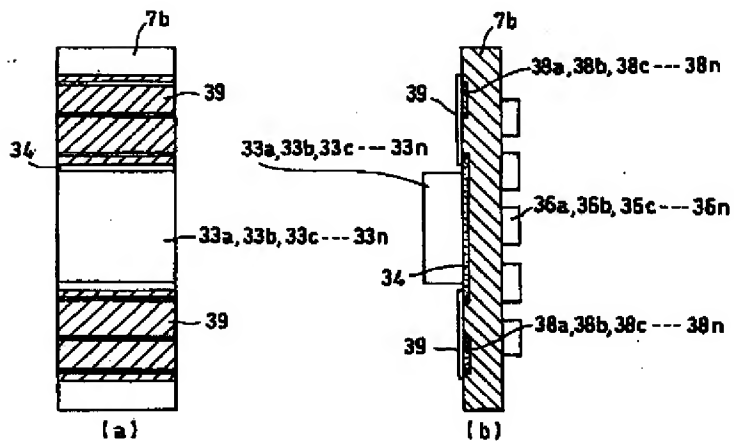
【図2】



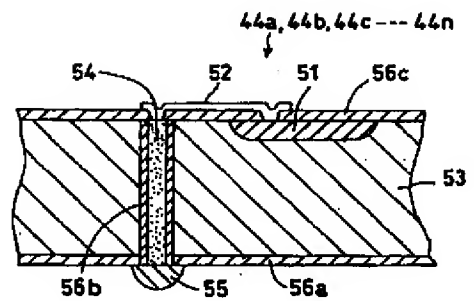
【図3】



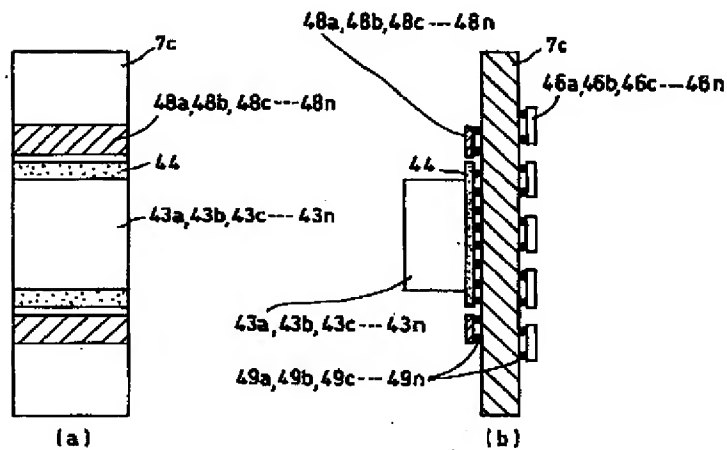
【図4】



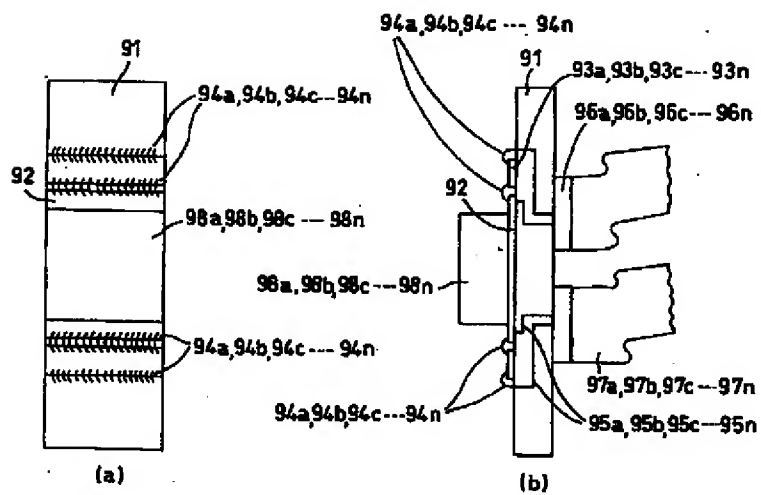
【図6】



【図5】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 小野 真知子
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1
株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 池田 光志
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株
式会社東芝研究開発センター内
Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02 GG19 JJ02 JJ05
JJ33
4C093 AA22 BA10 CA02 CA18 CA27
EB12